

Universaltransducer

Publication number: DE19929264

Publication date: 2001-01-11

Inventor: KNOLL MEINHARD (DE)

Applicant: KNOLL MEINHARD (DE)

Classification:

- international: G01N27/403; G01N27/414; G01N27/403; (IPC1-7):
G01N27/414

- european: G01N27/403; G01N27/414

Application number: DE19991029264 19990625

Priority number(s): DE19991029264 19990625

Also published as:



WO0101120 (A)
WO0101120 (A)
EP1196768 (A3)
EP1196768 (A2)
EP1196768 (A0)

[Report a data error](#)

Abstract of DE19929264

The invention relates to a universal transducer and to chemosensors and biosensors based on miniaturized universal transducers of the aforementioned type which are used, for example, in analytical chemistry, medical diagnosis and the like for determining substance concentrations or ion activities in fluids. The inventive universal transducer comprises a substrate which is comprised of at least two flat substrate layers (1, 2), whereby each of the substrate layers (1, 2) has at least one opening (4, 5). These openings (4, 5) form a coherent cavity which extends from a first active surface of the substrate over the first and the second substrate layers (1, 2). An electrically conductive layer which is in contact with a fillir material of the cavity is at least partially arranged on the surfaces of at least one of the two substrate layers (1, 2), said surfaces facing away from the first active surface (10).

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

THIS PAGE BLANK (USPTO)

04P 00205



(19) BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

(12) Offenlegungsschrift
(10) DE 199 29 264 A 1

(51) Int. Cl. 7:
G 01 N 27/414

BR

(21) Aktenzeichen: 199 29 264.7
(22) Anmeldetag: 25. 6. 1999
(43) Offenlegungstag: 11. 1. 2001

(71) Anmelder:
Knoll, Meinhard, Prof. Dr., 48565 Steinfurt, DE
(74) Vertreter:
PFENNING MEINIG & PARTNER GbR, 80336
München

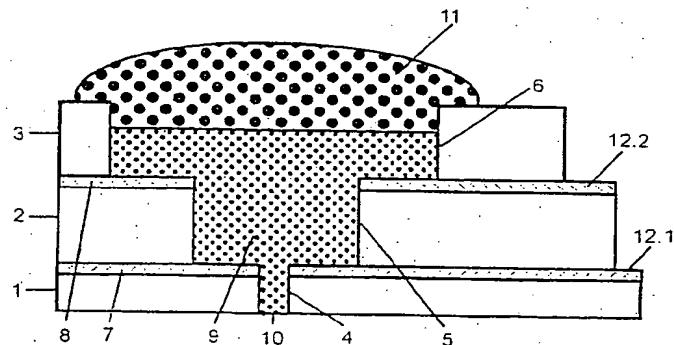
(72) Erfinder:
gleich Anmelder
(56) Entgegenhaltungen:
DE 41 15 414 C2
DE 196 29 154 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Universaltransducer

(57) Die vorliegende Anmeldung betrifft einen Universaltransducer sowie Chemo- und Biosensoren auf der Basis derartiger miniaturisierter Universaltransducer, die beispielsweise in der chemischen Analytik, der medizinischen Diagnostik und dergleichen zur Bestimmung von Stoffkonzentrationen oder Ionenaktivitäten in Fluiden eingesetzt werden.
Der erfindungsgemäße Universaltransducer weist einen Träger auf, der aus mindestens zwei flächigen Trägerlagen (1, 2) besteht, wobei jede der beiden Trägerlagen (1, 2) mindestens einen Durchbruch (4, 5) aufweist. Diese Durchbrüche (4, 5) bilden einen zusammenhängenden Hohlraum, der sich von einer ersten aktiven Oberfläche des Trägers über die erste und die zweite Trägerlage (1, 2) erstreckt. Auf den der ersten aktiven Oberfläche (10) abgewandten Oberflächen zumindest einer der beiden Trägerlagen (1, 2) ist zumindest teilweise eine elektrisch leitende Schicht angeordnet, die in Kontakt mit einer Füllung des Hohlraumes steht.



DE 199 29 264 A 1

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft einen Universaltransducer sowie Chemo- und Biosensoren auf der Basis derartiger miniaturisierter Universaltransducer. Derartige Sensoren werden beispielsweise in der chemischen Analytik oder in der medizinischen Diagnostik zur Bestimmung von Stoffkonzentrationen oder Ionenaktivitäten in Fluiden eingesetzt.

Nach dem Stand der Technik werden Chemo- und Biosensorelemente auf der Basis von Trägern mit Metallkontakte und Membran- bzw. Gelmaterialien, die für den jeweiligen Analyten spezifisch sind, hergestellt. Dabei werden an ionenselektiven Elektroden nach dem potentiometrischen Meßprinzip Potentialdifferenzen gegen eine Referenzelektrode gemessen. Bei amperometrischen Sensoren werden nach Anlegen einer elektrischen Spannung Ströme zwischen Arbeits- und Referenzelektroden oder Gegenelektroden nach dem Zwei-Elektroden- oder Drei-Elektrodenprinzip bestimmt (siehe Friedrich Oehme, Chemische Sensoren, Vieweg Verlag 1991).

Die P 41 15 414 offenbart derartige Chemo- und Biosensoren, die extrem miniaturisiert sind. Dabei werden in Trägern aus Halbleitermaterialien wie Silicium Hohlräume integriert, die an ihrer inneren Oberfläche mit einem Metallfilm überzogen sind und die die jeweiligen stofferkennenden Membran- oder Gelmaterialien enthalten.

Nachteilig an diesem Stand der Technik ist jedoch, daß die Träger für derartige Sensoren nur dann mit zwei verschiedenen Metallfilmen, beispielsweise für amperometrische Bestimmungen, versehen werden können, wenn diese Metallfilme auf der dreidimensionalen Oberfläche der Hohlräume in der Tiefe photolithographisch strukturiert werden. Auch wenn der elektrisch, leitende Film nicht in direktem Kontakt mit dem Meßmedium kommen darf, muß die innere Oberfläche des Hohlräums im Kontaktbereich mit dem Meßmedium photolithographisch strukturiert werden, um in diesem Kontaktbereich keinen Metallfilm aufzutragen. Derartige dreidimensional photolithographische Strukturierungsverfahren bedeuten jedoch einen erheblichen technologischen Aufwand und Kosten.

Ein weiterer Nachteil dieses Standes der Technik ist, daß mit den dort offenbarten Sensorelementen es bisher nicht möglich ist, amperometrische und potentiometrische Sensorelemente gemeinsam auf nur einem einzigen Träger zu betreiben. Denn bei diesem Stand der Technik sind sowohl die amperometrischen als auch die potentiometrischen Sensorelemente mit demselben Meßmedium in Kontakt, und die elektrischen Ströme der amperometrischen Sensoren fließen über die Grenzfläche zwischen Membran und Meßmedium. Dabei stören sie die Potentialmessungen der benachbarten potentiometrischen Sensoren.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, einen Universaltransducer zur Verfügung zu stellen, der einfach herzustellen ist und eine dreidimensionale Strukturierung des Transducers mit einfachen Mitteln erlaubt. Diese Universaltransducer sollen weiterhin geeignet sein, um amperometrische und potentiometrische Sensoren zur Bestimmung desselben Fluides gleichzeitig einzusetzen.

Diese Aufgabe wird durch den Universaltransducer nach Anspruch 1 sowie seine Verwendungen nach Anspruch 27 gelöst. Vorteilhafte Weiterbildung des erfindungsgemäßen Universaltransducers und der erfindungsgemäßen Verwendungen werden in den abhängigen Ansprüchen gegeben.

Erfindungsgemäß weist der Universaltransducer einen Träger auf, der aus mindestens zwei flächigen Trägerlagen besteht. Durch diese Trägerlagen erstreckt sich mittels Durchbrüchen ein Hohlräum, der an einer Seite des Trägers mit dem Analyten kontaktiert werden kann. Die von dieser

Kontaktoberfläche abgewandten Seiten der Trägerlagen werden mit elektrisch leitenden Schichten oder Filmen als Elektroden versehen. Der Hohlräum selbst ist mit einer Füllung gefüllt, die eine stofferkennende Membran und/oder

- 5 Gel enthalten kann, beispielsweise eine ionenselektive Membran. Erfindungsgemäß ist es folglich mit einem derartigen Aufbau möglich, nacheinander die einzelnen Trägerschichten und Elektroden aufzubauen, wodurch auf eine dreidimensionale photolithographische Strukturierung verzichtet werden kann. So kann beispielsweise ohne besondere photolithographische Strukturierung ein Transducer hergestellt werden, dessen Elektroden nicht in Kontakt mit dem Meßmedium treten. Weist der Transducer nur eine elektrisch leitende Schicht auf, so kann diese auf einer der von der ersten 10 aktiven Oberfläche weiter entfernten Trägerlagen angeordnet sein, während die die erste aktive Oberfläche ausbildende Trägerlage keine elektrisch leitende Schicht aufweist. Dadurch kann auf einfache Weise ein Kontakt zwischen der elektrisch leitenden Schicht und dem Meßmedium vermieden werden. Insgesamt ist es möglich, die Elektroden im Gegensatz zum Stand der Technik dreidimensional in Richtung der Tiefe des Universaltransducers anzuordnen. Weiterhin ist es auch möglich, mehrere derartige Hohlräume als Universaltransducer auf demselben Träger vorzusehen, um beispielsweise mehrere amperometrische oder mehrere potentiometrische Sensoren oder auch gleichzeitig auf demselben Träger amperometrische und potentiometrische Sensoren für dasselbe Meßmedium zu realisieren.

Der Unterschied zwischen potentiometrischen und amperometrischen Sensorelementen liegt dabei allein in der ortsselektiven Aufbringung der Elektrodenschichten, z. B. durch Aufspinnen mit Hilfe von Schattenmasken.

Insbesondere erfolgt der Aufbau der amperometrischen und potentiometrischen Sensoren für die verschiedensten Analyten nach einem einheitlichen Prinzip, wobei sich dennoch sehr unterschiedliche Sensorelemente zugleich realisieren lassen. Die Trägerlagen für unterschiedliche Sensorelemente unterscheiden sich dabei gegebenenfalls lediglich durch die Form der Durchbrüche in den einzelnen Trägerlagen. Da die Elektrodenschichten und auch die Füllungen ortsselektiv aufgebracht werden können, beispielsweise über die Aufnahme verschiedener stofferkennender Materialien in den Hohlräumen im Bereich der jeweiligen Durchbrüche, ist ein vertikaler Aufbau der einzelnen Sensorsysteme möglich.

Auf diese Weise lassen sich folglich auch Universaltransducer herstellen, über deren weitere Ausbildung zu Multisensoren mit unterschiedlichen Sensorelementtypen auch erst später entschieden werden kann.

Die Trägerlagen des erfindungsgemäßen Universaltransducers werden vorteilhafterweise aus Kunststoffen wie Polyvinylfluorid, Polyethylen, Polyoximethylen, Polycarbonat, Ethylen/Propylen-COP, Polyvinylidenchlorid, Polychlortrifluorethylen, Polyvinylbutyral, Celluloseacetat, Polypropylen, Polymethylmethacrylat, Polyamid, Tetrafluorethylen/Hexafluorpropylen-COP, Polytetrafluorethylen, Phenol-Formaldehyd, Epoxyd, Polyurethan, Polyester, Silicon, Melamin-Formaldehyd, Harnstoff-Formaldehyd, Anilin-Formaldehyd, Capton oder dergleichen oder auch aus Silicium, Keramik oder Glas hergestellt. Damit kann der erfindungsgemäße Universaltransducer auf der Basis unterschiedlicher Herstellungs-Technologien, wie Kunststoff-Spritzgußtechnologie, Kunststoff-Folientechnologie, Keramik-Technologie oder auch Silicium-Technologie, realisiert werden.

Die elektrisch leitfähigen Schichten können aus Metallen, insbesondere aus Edelmetallen wie Platin, Gold oder Silber oder auch aus Metallegierungen oder Siebdruckpasten, z. B.

auf der Basis von Graphit oder metallischen Materialien, bestehen.

Die Füllungen werden vorteilhafterweise aus Materialien hergestellt, die herkömmlicherweise für ionenselektive Membranen bekannt sind, wie beispielsweise PVC, Silicon, Polyurethan oder dergleichen. Für Gelfüllungen werden beispielsweise Gelatine oder Polyvinylkohol oder dergleichen verwendet.

Die Verkapselung kann vorteilhafterweise aus Materialien bestehen, die mit den Materialien der Membranen oder Gele kompatibel sind, beispielsweise Epoxidharzen.

Für die weitere Membran, die das Meßfenster eines Durchmessers im Bereich einer ersten aktiven Oberfläche bedeckt, beispielsweise eine gaspermeable Membran, werden vorzugsweise sehr dünne Materialien im Bereich von 1 µm bis wenigen Mikrometern verwendet, vorteilhafterweise die Materialien Polyvinylfluorid, Polyethylen, Polyoximethylen, Polycarbonat, Ethylen/Propylen-COP, Polyvinylidenchlorid, Polychlortrifluorethylen, Polyvinylbuthyral, Celluloseacetat, Polypropylen, Polymethylmethacrylat, Polyamid, Tetrafluorethylen/Hexafluorpropylen-COP, Polytetrafluorethylen, Phenol-Formaldehyd, Epoxyd, Polyurethan, Polyester, Silicon, Melamin-Formaldehyd, Harnstoff-Formaldehyd, Silicon, Anilin-Formaldehyd, Capton oder dergleichen. Diese weiteren Membranen werden vorteilhafterweise auf die erste aktive Oberfläche der ersten Trägerlage aufgeklebt oder aus der flüssigen Phase aufgegossen.

Die Dicken der einzelnen Trägerlagen können zwischen wenigen µm bis hin zu wenigen mm, vorzugsweise im Bereich weniger 100 µm liegen. Die Öffnungen der Durchbrüche (Meßfenster) in der ersten Trägerlage im Bereich der ersten aktiven Oberfläche liegen ebenfalls vorteilhafterweise im Bereich weniger µm bis weniger mm, vorzugsweise einiger 10 bis 100 µm. Die Dicken der elektrisch leitfähigen Schichten, die als Elektroden auf die der ersten aktiven Oberfläche abgewandten Oberflächen der einzelnen Trägerlagen aufgebracht sind, liegen im Bereich einiger µm.

Die in einer vorteilhaften Ausgestaltung vorgesehenen Fließkanäle bildenden Kanalträger und Kanalabdeckungen, die die Flüssigkeit mit dem Analyten zu den einzelnen Meßfenstern bringen, bestehen vorteilhafterweise aus demselben Materialien wie die einzelnen Trägerlagen. Der Kanalträger sowie die Kanalabdeckung weisen dabei Dicken von einigen µm bis einigen mm, vorzugsweise wenigen 100 µm auf.

Je nach Materialauswahl erfolgt die Formgebung der Trägerlagen mit unterschiedlichen Verfahren. Bestehen die Trägerlagen beispielsweise aus Silizium, so kann die Herstellung der Durchbrüche mit dem Verfahren der Tiefenätzung erfolgen. Hierbei werden beispielsweise Ätzmedien wie KOH oder Trockenätzverfahren eingesetzt. Es entstehen dabei Durchbrüche, die unterschiedliche Querschnitte, beispielsweise quadratische, rechteckige oder runde, aufweisen können. Beim anisotropen Ätzen entstehen dabei Durchbrüche in Form eines Pyramidenstumpfes, die sich von einer Seite der Trägerlage zur anderen Seite der Trägerlage, beispielsweise in Richtung der ersten aktiven Oberfläche, verjüngen.

Bei der Verwendung von Kunststoffen für die Trägerlagen, können diese durch Spritzguß hergestellt werden. Hierbei werden die Durchbrüche durch die Formgebung des Spritzgußwerkzeuges hervorgerufen. Es ist aber auch möglich, flache Trägermaterialien, z. B. Kunststofffolien für die einzelnen Trägerlagen zu verwenden, die dann durch Schneid-, Bohr-, Mikropräge- oder Ätzverfahren mit den Durchbrüchen versehen werden. Vorteilhafterweise kann auch das Laserschneiden eingesetzt werden.

Die elektrisch leitfähigen Schichten werden auf die Trägerlagen mit bekannten Verfahren der Dünnschichttechno-

logie durch Aufdampfen im Vakuum oder durch Aufspütern aufgebracht. Die Strukturierung kann dabei dadurch geschehen, daß durch Schattenmasken hindurch aufgedampft oder gesputtert wird. Hier ist zusätzlich dennoch auch der Einsatz der Photolithographie möglich, wobei jedoch zur Herstellung der erfundungsgemäßen Transducer in keinem Fall dreidimensional in die Tiefe strukturiert werden muß. Es ist ebenso möglich, die elektrisch leitfähigen Elektroden mit Hilfe des Siebdruckverfahrens oder durch elektrolytische Abscheidung herzustellen.

Die Füllungen der Durchbrüche, beispielsweise aus Membranen oder Gelen, werden vorteilhafterweise mittels automatischer Dispenservorrichtung in die Hohlräume eingebracht. Dieses Verfahren eignet sich auch zum Aufbringen der Verkapselung, die jedoch auch mit dem Siebdruckverfahren aufgebracht werden kann.

Zur Herstellung der erfundungsgemäßen Transducer werden zuerst die Trägerlagen mit Durchbrüchen versehen und dann auf die Trägerlagen, je einzeln ggf. elektrisch leitende Schichten aufgebracht. Die elektrisch leitenden Schichten können auch vor der Erzeugung der Durchbrüche aufgebracht werden.

Anschließend werden die Trägerlagen sowie ggf. der Kanalträger und die Kanalabdeckung übereinandergelegt und miteinander verbunden. Zum Verbinden werden je nach Material der Trägerlagen und des Kanalträgers bzw. der Kanalabdeckung verschiedene Materialien und Verfahren verwendet. Bestehen die Trägerlagen und der Kanalträger/die Kanalabdeckung aus Siliziummaterialien, so können herkömmliche Bond-Verfahren, beispielsweise anodisches Bonden, zur Verbindung der einzelnen Schichten verwendet werden. Weiterhin ist auch eine Verbindung der Trägerlagen mittels Klebetechniken möglich. Bei Verwendung von Kunststoffen für die Trägerlagen, den Kanalträger und die Kanalabdeckung können diese ebenfalls verklebt werden. Bei der Verwendung von Folienmaterialien ist es wiederum möglich, die verschiedenen Lagen als Folien durch Laminieren, beispielsweise durch Heiß-Laminieren, oder auch durch ansonsten bekannte Schweißverfahren miteinander zu verbinden.

Erfundungsgemäß wird folglich ein Universaltransducer vorgeschlagen, der einen einfachen Aufbau hat und verschiedene Meßverfahren (Amperometrie, Potentiometrie) auf demselben Träger und mit derselben Meßlösung ermöglicht. Dieser Träger zeichnet sich dadurch aus, daß er in die Tiefe strukturiert ist. Durch den schichtweisen Aufbau, bei dem zuerst einzelne Trägerlagen hergestellt, mit Durchbrüchen versehen, ggf. mit elektrisch leitenden Schichten beschichtet bzw. zuerst beschichtet und dann mit Durchbrüchen versehen und anschließend die einzelnen Trägerlagen so übereinander angeordnet und miteinander verbunden werden, daß die einzelnen Durchbrüche vertikale, zusammenhängende Hohlräume erzeugen, und anschließend diese Hohlräume mit geeigneten Füllungen, beispielsweise stofferkennenden Membranen oder Gelen; gefüllt werden, ist eine einfache Herstellung derartiger dreidimensional strukturierter erfundungsgemäßer Universaltransducer möglich.

Zwischen den Trägerlagen und den elektrisch leitenden Schichten können Haftvermittler, z. B. Chrom, auf gebracht werden. Zwischen den elektrisch leitenden Schichten und den Füllungen der Durchbrüche können weitere Schichten, beispielsweise Antiinterferenzschichten, z. B. aus Celluloseacetat, Polyurethan oder dergleichen, eingebracht werden.

Im folgenden werden einige Beispiele der vorliegenden erfundungsgemäßen Universaltransducer beschrieben.

Es zeigen

Fig. 1 einen Universaltransducer mit mehreren Sensorelementen;

- Fig. 2** verschiedene Glucosesensoren;
Fig. 3 verschiedene ionenselektive Elektroden;
Fig. 4 verschiedene Sensorelemente;
Fig. 5 einen erfundungsgemäßen CO₂-Sensor;
Fig. 6 einen amperometrischen Glucosesensor mit Fließkanal; und
Fig. 7 einen Universaltransducer mit mehreren Sensorelementen und einem Fließkanal.

Bei den folgenden Ausführungsbeispielen und Figuren sind mit denselben Bezugszeichen jeweils gleiche Elemente bezeichnet. Sind in einem beschriebenen Universaltransducer mehrere Sensoren (z. B. I, II, III, IV, V in **Fig. 1**) mit gleichartigen oder funktionsgleichen Elementen (z. B. Füllung 9) beschrieben, so werden die Bezugszeichen für diese gleichartigen oder funktionsgleichen Elementen durch eine Ziffer nach einem Punkt (z. B. 9.1, 9.2, ..., 9.5) den jeweiligen mit römischen Zahlen (I-V) bezeichneten Sensorelementen zugeordnet.

Die **Fig. 1** zeigt einen Träger, bestehend aus einer ersten Trägerlage 1, einer zweiten Trägerlage 2 sowie einer dritten Trägerlage 3, die alle miteinander fest verbunden sind. Diese Trägerlagen 1 bis 3 sind mit Hilfe von Durchbrüchen 4 bis 6 sowie mit Hilfe von elektrisch leitfähigen Schichten 7 und 8 so ausgebildet, daß sich in den Bereichen der Durchbrüche verschiedene Sensorelemente I bis V ergeben. In der Trägerlage 1 befinden sich Durchbrüche 4 (4.1 für das Sensorelement I, 4.2 für das Sensorelement II usw.), in der Trägerlage 2 befinden sich Durchbrüche 5 (5.1–5.5) und in der Trägerlage 3 Durchbrüche 6 (6.1–6.5). Die Durchbrüche der Trägerlagen 1 bis 3 liegen so übereinander, daß sich Hohlräume ergeben, die sich über die drei Trägerlagen erstrecken.

An der Oberfläche der Trägerlage 1 wurde teilweise ein elektrisch leitfähiger Film 7 und auf der Trägerlage 2 ein anderer elektrisch leitfähiger Film 8 aufgebracht. Die Durchbrüche 4 bis 6 dienen als Hohlräume zur Aufnahme von Füllungen 9 (Membran- oder Gelmaterialien). Nach Einbringen der Füllungen 9 werden die Hohlräume mit Hilfe eines Verkapselungsmaterials 11 abgeschlossen. Im Durchbruch der ersten Trägerlage ergibt sich an der äußeren Phasengrenze der Füllung 9 jeweils eine aktive Sensoroberfläche 10.

Als elektrisch leitfähige Schichten wurden auf der ersten Trägerlage ein Platinfilm 7 und auf der Trägerlage 2 ein Silberfilm realisiert.

Auf der Basis eines solchen Universaltransducers lassen sich sehr unterschiedliche Sensorelemente realisieren.

Das Element I stellt eine Referenzelektrode für die anderen Sensorelemente dar. Der Silberfilm 8.1 kann an seiner Grenzfläche zur Füllung 9.1 chloridisiert sein. Als Füllung 9.1 ist hier z. B. KCl-Lösung in Gelatine oder in Polyvinylalkohol (PVA) von oben her eingebracht. Ein solches Element entspricht einer konventionellen Ag/AgCl-Referenzelektrode. Eine solche Referenzelektrode kann zum Beispiel gemeinsam mit einer ionenselektiven Elektrode (ISE) verwendet werden.

Eine solche ionenselektive Elektrode (ISE) ist als Sensorelement II realisiert. Dieses Sensorelement II ist in gleicher Weise aufgebaut wie das Element I. Allerdings ist hier der Hohlraum im Bereich der Durchbrüche 4.2, 5.2 und 6.2 mit einer ionenselektiven Membran 9.2 ausgefüllt. Diese ionenselektive Membran besteht z. B. aus PVC-Material oder Silicon, das neben einem Weichmacher und Additiven auch als elektroaktive Substanz ein Ionophor enthält. Die PVC-Membran 9.2 steht in direktem Kontakt mit dem Metallfilm 8.2 (Ag). Tritt im Bereich des Meßfensters 10.2 ein flüssiges Meßmedium mit der ionenselektiven Membran 9.2 in Wechselwirkung, so bildet sich im Bereich des Meßfensters eine Potentialdifferenz aus, die gegen die Referenzelektrode I,

die selbst im Bereich des Meßfensters 10.1 mit dem Meßmedium in Kontakt ist, gemessen werden kann.

Das Element III zeigt ein anderes potentiometrisches Sensorelement, das zur Bestimmung von Harnstoff verwendet werden kann. Hier ist zunächst vom Durchbruch 4.3 der Trägerlage 1 oder vom Durchbruch 6.3 der Trägerlage 3 her eine ionenselektive Membran 9.3 zur Bestimmung von Ammonium in den Hohlraum im Bereich der Durchbrüche 5.3 und 6.3 eingebracht. Eine solche ionenselektive Membran kann wiederum aus PVC-Material mit einem Weichmacher und Additiven sowie einem Ionophor für Ammonium hergestellt werden. Anschließend wird auf die Membran 9.3 eine zweite Membran 9.3.1 aufgebracht, die z. B. aus einem PCS-Gel (Polycarbamoylsulfonat) besteht, das als Biokomponente das Enzym Urease enthält. Bei der Messung tritt das flüssige Meßmedium mit dem Analyten Harnstoff im Bereich des Meßfensters 10.3 mit der Membran 9.3.1 in Wechselwirkung. Die Harnstoffmoleküle werden vom Enzym Urease katalytisch umgesetzt. Die sich dabei verändernde Ammoniumkonzentration in der Membran 9.3.1 läßt sich mit Hilfe der ionenselektiven Ammoniummembran 9.3 nachweisen. Die Messung erfolgt gegen die Referenzelektrode I. Dafür wird das Potential des Harnstoffsensors am Silberfilm 8.3 abgegriffen. Der Metallfilm 8.3 verläuft senkrecht zur Bildebene und liegt analog zum Metallfilm 8.5 des Sensorelementes V nach außen frei (12.5). Hier kann der elektrische Anschluß vorgenommen werden.

Als Sensorelement IV ist ein Glukosesensor realisiert. Der Hohlraum im Bereich der Durchbrüche 4.4, 5.4 und 6.4 ist hier mit PVA ausgefüllt, das das Enzym Glucoseoxydase (GOD) enthält. Tritt Glucose aus dem Meßmedium im Bereich des Meßfensters 10.4 mit dem Membranmaterial 9.4 in Wechselwirkung, so wird die Glucose mit Hilfe des Enzyms GOD katalytisch umgesetzt. Dabei entsteht H₂O₂. Dieses H₂O₂ läßt sich amperometrisch an der Pt-Elektrode 7.4 elektrochemisch umsetzen. Dies geschieht nach dem amperometrischen Meßprinzip, bei dem zwischen der Pt-Elektrode 7.4 und der Ag/AgCl-Elektrode 8.4 der elektrische Strom gemessen wird. Die Messung kann auf die beschriebene Weise mit Hilfe einer Zweielektroden-Anordnung erfolgen.

Sollen gleichzeitig Messung mit potentiometrischen Sensorelementen (Beispiel Sensorelemente II und III) erfolgen, so ist es aufgrund der Ausgestaltung des Universaltransducers besonders vorteilhaft, eine Drei-Elektroden-Messung vorzunehmen, bei der das Potential der Pt-Arbeitselektrode 7.4 mit Hilfe der Referenzelektrode I bestimmt wird. Der Strom des Sensorelementes IV fließt dabei über die Ag/AgCl-Gegenelektrode 8.4.

Da erfundungsgemäß Arbeits- und Gegenelektrode vertikal in einem Hohlraum angeordnet sind und die Referenzelektrode I über das Meßfenster 10.1 außerhalb des Hohlraumes des Sensorelementes IV mit dem Meßmedium in Kontakt ist, kann der elektrische Strom nicht über das Meßfenster 10.4 und über das Meßmedium fließen und damit die Messungen an den potentiometrischen Sensorelementen nicht stören.

Analog zum Glukosesensor IV ist ein Sensorelement V zur Bestimmung von Konzentrationen des gelösten Sauerstoffs im flüssigen Meßmedium realisiert. Der Hohlraum im Bereich der Durchbrüche 4.5, 5.5 und 6.5 ist hier mit einer KCl-Lösung bzw. einem KCl-Gel gefüllt. Der Durchbruch 4.5 in der Trägerlage 1 ist mit einer gaspermeablen Membran 13 abgedeckt. Der im flüssigen Meßmedium gelöste Sauerstoff kann durch die gaspermeable Membran hindurchdiffundieren und wird nach dem amperometrischen Meßprinzip an der Platinelektrode 7.5 elektrochemisch umgesetzt. Dafür wird zwischen der Platinelektrode 7.5 und der Ag/AgCl-Elektrode 8.5 nach Anlegen einer elektrischen

Spannung von einigen 100 mV der elektrische Strom gemessen.

Die Fig. 2a) zeigt das Sensorelement IV aus Fig. 1. Eine andere Geometrie des Durchbruchs 4 in der Trägerlage 1 ist in Fig. 2b) dargestellt. Hier verläuft der elektrisch leitfähige Film 7 bis in den Bereich des Durchbruchs hinein. Dies kann dadurch erreicht werden, daß der Film 7 nach der Erzeugung des Durchbruchs zum Beispiel durch Aufdampfen im Vakuum oder durch Sputtern aufgebracht wird. In Fig. 2c) ist eine ähnliche Anordnung gezeigt. Hier verläuft der Film 7 allerdings nicht bis in den Bereich der inneren Oberfläche des Durchbruchs 4. Alle drei Sensorelemente sind für amperometrische Messungen geeignet. Die Füllungen 9 können je nach Ausgestaltung des Sensorelementes Membran- oder Gelmaterialien sein sowie auch die verschiedensten Biokomponenten enthalten, wie sie in der Biosensorik üblich sind. Dies können Enzyme, Mikroorganismen sowie Antikörper sein.

Diese Anordnung der Metallfilme 7 auf den Trägerlagen 1 macht es möglich, Transducerstrukturen herzustellen, bei denen je nach Ausgestaltung des Sensorelementes die Filme 7 bis an die Meßfenster 10 heranreichen oder nicht.

In Fig. 3 sind unterschiedliche Ausführungsformen des Transducers dargestellt, wie er für ionenselektive Elektroden nach dem Beispiel II der Fig. 1 bzw. Referenzelektroden nach dem Beispiel I aus Fig. 1 dargestellt sind. Analog zu den Durchbrüchen in der Trägerlage 1 der Fig. 2 sind in diesem Beispiel die Durchbrüche in der Trägerlage 2 unterschiedlich ausgeführt. Hier verlaufen die elektrisch leitfähigen Schichten 8 jeweils bis zur Trägerlage 1 (Fig. 3a) und b)). In der Fig. 3c) befindet sich die elektrisch leitfähige Schicht 8 nur an der ebenen Oberfläche der Trägerlage 2.

Diese Anordnung der Metallfilme 8 auf den Trägerlagen 2 macht es möglich, Transducerstrukturen herzustellen, bei denen je nach Ausgestaltung des Sensorelementes die Filme 8 einen größeren oder kleineren Abstand zur Trägerlage 1 und zum Meßfenster 10 besitzen.

Werden in Anlehnung an das Element I der Fig. 1 Referenzelektroden realisiert, so bestehen die elektrisch leitfähigen Schichten 8 in den Fig. 3 a) bis c) z. B. aus einem chloridisierten Silberfilm. Die Füllung 9 des Hohlraumes in den Trägerlagen 1 bis 3 besteht hier auch aus einem KCl-Gel. Es ist ebenso möglich auf der Basis von Strukturen nach Fig. 3 ionenselektive Elektroden mit Polymermembranen auszubilden. Hierfür werden die elektrisch leitfähigen Schichten 8 z. B. aus Silber hergestellt. Die Füllungen 9 der Hohlräume im Bereich der Durchbrüche 4, 5 und 6 besteht in den Beispielen nach Fig. 3a) und b) z. B. aus PVC, Silicon oder anderen Materialien für ionenselektive Membranen und sind mit den dazugehörigen aktiven Komponenten ausgestattet.

In Fig. 3c) ist eine ionenselektive Elektrode mit einem Innenelektrolyten dargestellt. In den Hohlräumen im Bereich der Durchbrüche 4 und 5 wird von oben her zunächst eine ionenselektive Membran 9.1 eingefüllt. Diese Membran hat selbst keinen Kontakt zu einer elektrisch leitfähigen Schicht. Über die ionenselektive Membran wird ein KCl-Gel 9 aufgebracht. Dieses KCl-Gel 9 steht in direktem Kontakt mit der chloridisierten Silberschicht 8.

In den Beispielen nach Fig. 4 sind jeweils zusätzliche Membranen 13 in die Sensorelemente eingebracht. Fig. 4a) zeigt z. B. ein Glukosesensorelement, das durch eine Polyurethan (PU)-Membran zum Meßfenster 10 hin abgeschlossen ist. Diese Polyurethan-Membran ist fest mit der Trägerlage 1 verbunden. Die Elektrodenschicht 14 aus Platin ist fest mit der Membran 13 und der Trägerlage 2 verbunden. Die Füllung 9 besteht hier z. B. aus PVA mit dem Enzym GOD. Die Füllung 9 steht in direktem Kontakt mit einer Referenzelektrodenschicht bzw. einer Gegenelektrodenschicht

8, die aus einem chloridisierten Silberfilm besteht.

Auf gleiche Weise wie dieser Glukosesensor nach Fig. 4a) kann ein Sauerstoffsensorelement realisiert werden. Anstelle der PU-Membran 13 tritt hier eine gaspermeable Membran z. B. aus Teflon oder Silicon. Die Füllung 9 besteht in diesem Fall aus einer KCl-Lösung bzw. einem KCl-Gel.

Eine weitere Variante eines Glukosesensors ist in Fig. 4b) dargestellt. Im Unterschied zu Fig. 4a) befindet sich hier die 10 Platin-Arbeitselektrode 15 direkt auf der Trägerlage 1. Die Membran 13 besteht hier ebenfalls aus Polyurethan.

Eine weitere Variante eines Sauerstoffsensors ist in Fig. 4c) dargestellt. Im Gegensatz zu Fig. 4a) befindet sich die 15 Platin-Elektrodenschicht 14 nur unter der Trägerlage 2.

Auf der Basis der Fig. 4a und 4c können auch Sensoren zur Messung von Konzentrationen des gelösten Kohlendioxids in flüssigen Meßmedien realisiert werden. Solche Sensoren arbeiten nach dem Severinghaus-Prinzip. Die Membran 13 ist hier aus gaspermeablen Material. Die Füllung 9 ist ein Elektrolytgel. Die Elektrodenschichten 14 bestehen aus Iridiumoxid, das ein pH-sensitives Material ist.

Bei der Messung diffundiert durch die gaspermeable Membran 13 das Kohlendioxid. Dies verändert den pH-Wert in der Elektrolytfüllung 9, was mit Hilfe der pH-sensitiven 25 Iridiumoxidelektrode 14 gegen die Referenzelektrode bestehend aus dem chloridisierten Silberfilm 8 gemessen werden kann.

In Fig. 5 ist als weiteres Ausführungsbeispiel ein CO₂-Sensor dargestellt. Hier sind auf die Trägerlage 2 eine Silberschicht 8 sowie eine chloridierte Silberschicht 14 aufgebracht. Nach Herstellung des Transducers wird der Hohlraum im Bereich der Durchbrüche 5 und 6 mit einer pH-sensitiven 30 Polymermembran (z. B. aus PVC) ausgefüllt, so daß sich in Verbindung mit der Silberschicht 8 eine ionenselektive 35 Elektrode für den pH-Wert bildet. Anschließend wird die Verkapselungsschicht 11 aufgebracht. Auf die pH-sensitiven Membran wird ein Innenelektrolyt 16 aufgebracht, der sowohl mit der Oberfläche der pH-sensitiven Membran 9 als auch mit der Oberfläche der chloridierten Silberschicht 14 40 in Kontakt steht. Auf die Innenelektrolyt-Schicht 16 wird eine gaspermeable Membran 13 z. B. aus Silicon aufgegossen. Der Innenelektrolyt füllt auch das Reservoir 16A aus. Dieses verlängert die Standzeit des Sensors.

Auf diese Weise ist ein Sensor für die Messung von CO₂- 45 Konzentrationen in wässrigen Medien nach dem Severinghaus-Prinzip entstanden. Bei der Messung diffundiert das Kohlendioxid durch die gaspermeable Membran 13. Dies verändert den pH-Wert in der Elektrolytschicht 16, was mit Hilfe der ionenselektiven Elektrode, bestehend aus der ionenselektiven Membran 9 und der Silberschicht 8, gegen die Referenzelektrode bestehend aus dem chloridisierten Silberfilm 14 gemessen werden kann.

Als weiteres Ausführungsbeispiel ist in Fig. 6 ein Sensorelement nach dem Beispiel IV aus Fig. 1 noch einmal dargestellt. Zusätzlich ist hier ein Fließkanal 20 integriert. Dazu ist auf die Trägerlage 1 ein Kanalträger 18 aufgebracht, der Aussparungen für den Fließkanal 20 enthält. Der Kanalträger 18 ist mit Hilfe einer Kanalabdeckung 19 verschlossen. Auf diese Weise lassen sich Fließkanäle 20 mit sehr kleinen Querschnitten realisieren. Es ist ebenso möglich, verschiedene Sensorelemente (wie z. B. in Fig. 1 dargestellt) mit dem gleichen Kanal zu verbinden.

In Analogie und Erweiterung zu Fig. 6 ist in Fig. 7 ein Ausführungsbeispiel mit einem Durchflußkanal 20 dargestellt. Dieses Beispiel wurde aus der Fig. 1 abgeleitet. Anstelle der Sensorelemente I und V befinden sich hier nun die Anschlüsse 21 und 22 für die Zu- bzw. Abführung des flüssigen Meßmediums. Das flüssige Meßmedium tritt in den

Kanal 20 ein, der aus dem Kanalträger 18 sowie der Abdeckung 19 besteht. In diesem Beispiel kann das Element II eine Referenzelektrode mit einer chloridiserten Silberelektrode 8.2 sein, das eine Füllung 9.2 aus einem KCl-Gel enthält. Das Sensorelement an der Position III ist wie im Beispiel nach Fig. 1 ein Harnstoffsensor, während an der Pos. IV sich ein Glukosesensor befindet. Der Harnstoffsensor III wird nach dem potentiometrischen Meßverfahren gegen die Referenzelektrode II gemessen. Der Glukosesensor IV wird nach dem Dreielektrodenprinzip gemessen. Hierfür wird die Platinenelektrode 7.4 als Arbeitselektrode verwendet. Der Silberfilm 8.4 dient als stromdurchflossene Gegenelektrode, während die Referenzelektrode II zur Einstellung der Polarisationsspannung der Arbeitselektrode 7.4 dient.

Patentansprüche

1. Universaltransducer für die Chemo- und/oder Biosensorik zur Bestimmung von Stoffkonzentrationen oder Stoffaktivitäten in Fluiden mit
 - einem Träger aus einer ersten (1) und einer zweiten (2) flächigen Trägerlage,
 - jeweils mindestens einem Durchbruch (4.1–4.5, 5.1–5.5) in jeder der beiden Trägerlagen (1, 2),
 - mindestens einem zusammenhängenden Hohlraum, der von je einem Durchbruch (4, 5) in jeder der beiden Trägerlagen gebildet wird und sich von einer ersten aktiven Oberfläche des Trägers über die erste und die zweite Trägerlage (1, 2) erstreckt,
 - eine Füllung (9), die in dem Hohlraum angeordnet und im Bereich einer ersten aktiven Oberfläche (10) des Trägers mit dem Analyten kontaktierbar ist, sowie
 - mindestens einer elektrisch leitenden Schicht (8), die zumindest teilweise auf der der ersten aktiven Oberfläche (10) abgewandten Oberfläche einer der beiden Trägerlagen (1, 2) in Kontakt mit der Füllung (9) angeordnet ist.
2. Universaltransducer nach dem vorhergehenden Anspruch, dadurch gekennzeichnet, daß der Träger weitere flächige Trägerlagen (3) aufweist.
3. Universaltransducer nach dem vorhergehenden Anspruch, dadurch gekennzeichnet, daß die weiteren flächigen Trägerlagen (3) zumindest teilweise weitere Durchbrüche (6.1–6.5) aufweisen, die mit mindestens einem der Hohlräume zusammenhängen.
4. Universaltransducer nach dem vorhergehenden Anspruch, dadurch gekennzeichnet, daß in den weiteren Durchbrüchen (6.1–6.5) Füllungen (9) angeordnet sind.
5. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Füllung (9) oder Füllungen eine stofferkennende Membran und/oder Gel enthalten.
6. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß auf der ersten aktiven Oberfläche (10) abgewandten Oberfläche der ersten (1), der zweiten (2) und/oder der weiteren (3) Trägerlagen zumindest teilweise je mindestens eine elektrisch leitende Schicht (7, 8) angeordnet ist.
7. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens einer der Durchbrüche (4) konisch sich zur ersten aktiven Oberfläche (10) verjüngend ausgebildet ist.
8. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden

den Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, daß die elektrisch leitende Schicht (7, 8) sich zumindest teilweise auf die Seitenwände des angrenzenden Durchbruchs (4, 5) erstreckt.

9. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die erste aktive Oberfläche (10) im Bereich des Durchbruches in der ersten aktiven Oberfläche (10) benachbarten Trägerlage (1) mit einer weiteren Membran (13), beispielsweise einer gaspermeablen Membran, bedeckt ist.

10. Universaltransducer nach dem vorhergehenden Anspruch, dadurch gekennzeichnet, daß die weitere Membran (13) eine Dicke von 1 µm bis hin zu wenigen µm aufweist.

11. Universaltransducer nach einem der beiden vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die weitere Membran (13) Polyvinylchlorid (PVC), Polyethylen (PE), Polyoxymethylen (POM), Polycarbonat (PC), Ethylen/Propylen-Cop (EPDM), Polyvinylidenchlorid (PVDC), Polyvinylbutyral (PVB), Celluloseacetat (CA), Polypropylen (PP), Polymethylmethacrylat (PMMA), Polyamid (PA), Tetrafluorethylen/Hexafluorpropylen-Cop (FEP), Polytetrafluorethylen (PTFE), Phenol-Formaldehyd (PF), Epoxyd (EP), Polyurethan (PUR), Polyester (UP), Silicon, Melamin-Formaldehyd (MF), Harnstoff-Formaldehyd (UF), Anilin-Formaldehyd oder Capton enthält.

12. Universaltransducer nach einem der drei vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen der ersten aktiven Oberfläche (10) und der weiteren Membran (13) eine elektrisch leitende Schicht (14) angeordnet ist.

13. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Hohlraum auf seiner der ersten aktiven Oberfläche (10) abgewandten Oberfläche mit einer Verkapselung (11) bedeckt ist.

14. Universaltransducer nach dem vorhergehenden Anspruch, dadurch gekennzeichnet, daß die Verkapselung (11) aus einem Epoxydharz besteht.

15. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Durchbrüche zumindest teilweise verschiedene Füllungen (9, 9.3, 9.31) enthalten.

16. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß auf der ersten aktiven Oberfläche (10) ein Kanalträger (18) mit einem Fließkanal (20) und auf diesem eine Kanalabdeckung (19) angeordnet sind derart, daß der Fließkanal (20) mit mindestens einem Durchbruch (4.1–4.3) in der Trägerlage (1) im Bereich der ersten aktiven Oberfläche (10) in Kontakt ist.

17. Universaltransducer nach dem vorhergehenden Anspruch, dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke des Kanalträgers (18) und/oder der Kanalabdeckung (19) einige µm bis einige mm, vorzugsweise einige 100 µm beträgt.

18. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine der Trägerlagen (1, 2, 3) Kunststoffe wie Polyvinylchlorid (PVC), Polyethylen (PE), Polyoxymethylen (POM), Polycarbonat (PC), Ethylen/Propylen-Cop (EPDM), Polyvinylidenchlorid (PVDC), Polychlorotrifluorethylen, Polyvinylbutyral (PVB), Celluloseacetat (CA), Polypropylen (PP), Polymethylmethacrylat (PMMA), Polyamid (PA), Tetrafluorethylen/Hexafluorpropylen-Cop (FEP), Polytetrafluorethylen

(PTFE), Phenol-Formaldehyd (PF), Epoxyd (EP), Polyurethan (PUR), Polyester (UP), Silicon, Melamin-Formaldehyd (MF), Harnstoff-Formaldehyd (UF), Anilin-Formaldehyd, Capton oder andere oder Silizium, Keramik oder Glas enthält.

19. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke mindestens einer der Trägerlagen (1, 2, 3) zwischen einigen wenigen µm bis hin zu wenigen mm, vorzugsweise einige 100 µm beträgt.

20. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine der elektrisch leitfähigen Schichten (7, 8) aus Metallen, insbesondere Edelmetallen wie Platin, Gold und Silber, oder Metalllegierungen oder Siebdruckpasten, z. B. auf der Basis Graphit oder metallischen Materialien bestehen.

21. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke mindestens einer der elektrisch leitfähigen Schichten (7, 8) 1 µm bis einige µm beträgt.

22. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Füllung (9) als Membran PVC, Silicon, Polyurethan und dergleichen und/oder als Gel (9) Gelatine oder Polyvinylalkohol (PVA) oder dergleichen enthält.

23. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Füllung Biokomponenten wie Enzyme, Mikroorganismen und/oder Antikörper enthalten,

24. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Durchmesser mindestens einer der Durchbrüche (4.1-4.5) der ersten aktiven Oberfläche (10) benachbarten Trägerlage (1) auf der ersten aktiven Oberfläche (10) wenige µm bis hin zu wenigen mm, vorzugsweise einige 10–100 µm, beträgt.

25. Universaltransducer nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Träger zwei Hohlräume (4.2, 5.2, 6.2 sowie 4.4, 5.4, 6.4) aufweist, wobei in jedem der Hohlräume eine Füllung angeordnet ist, wobei die Füllung des einen Hohlräumes mit einer ersten elektrisch leitenden Schicht als Referenzelektrode und die Füllung des zweiten Hohlräumes mit auf verschiedenen Trägerlagen angeordneten zweiten bzw. dritten leitenden Schichten als stromdurchflossene Arbeitselektrode bzw. Gegenelektrode in Kontakt ist, und wobei die erste, zweite und dritte leitende Schicht eine Drei-Elektroden-Anordnung für amperometrische Messungen bilden.

26. Universaltransducer nach dem vorhergehenden Anspruch, dadurch gekennzeichnet, daß der Träger einen dritten Hohlraum aufweist, in dem eine Füllung angeordnet ist, die mit einer weiteren elektrisch leitenden Schicht in Kontakt ist, die eine potentiometrische Elektrode bildet und gegen die Referenzelektrode meßbar ist.

27. Verwendung von Universaltransducern nach mindestens einem der vorhergehenden Ansprüche als Referenzelektrode, als Sensorelement zur potentiometrischen Bestimmung und/oder als Sensorelement zur amperometrischen Bestimmung von Analytkonzentrationen oder Ionenaktivitäten.

28. Verwendung nach dem vorhergehenden Anspruch zur Bestimmung der Konzentration von gelöstem Kohlendioxid, Sauerstoff, Glukose und/oder anderer Metabolite und/oder Harnstoff oder zur Bestimmung des

pH-wertes oder anderer Parameter.

Hierzu 7 Seite(n) Zeichnungen

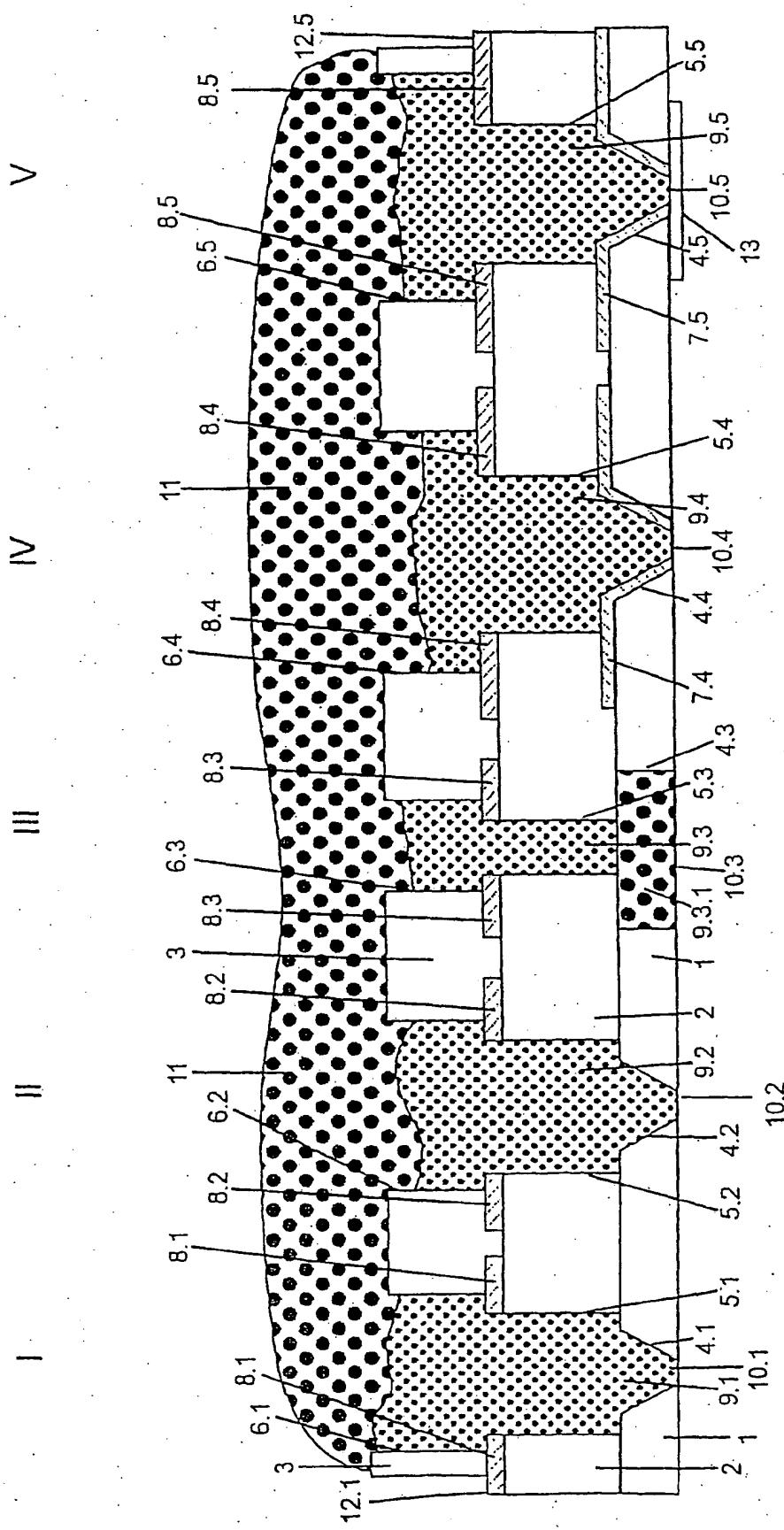


Fig. 1

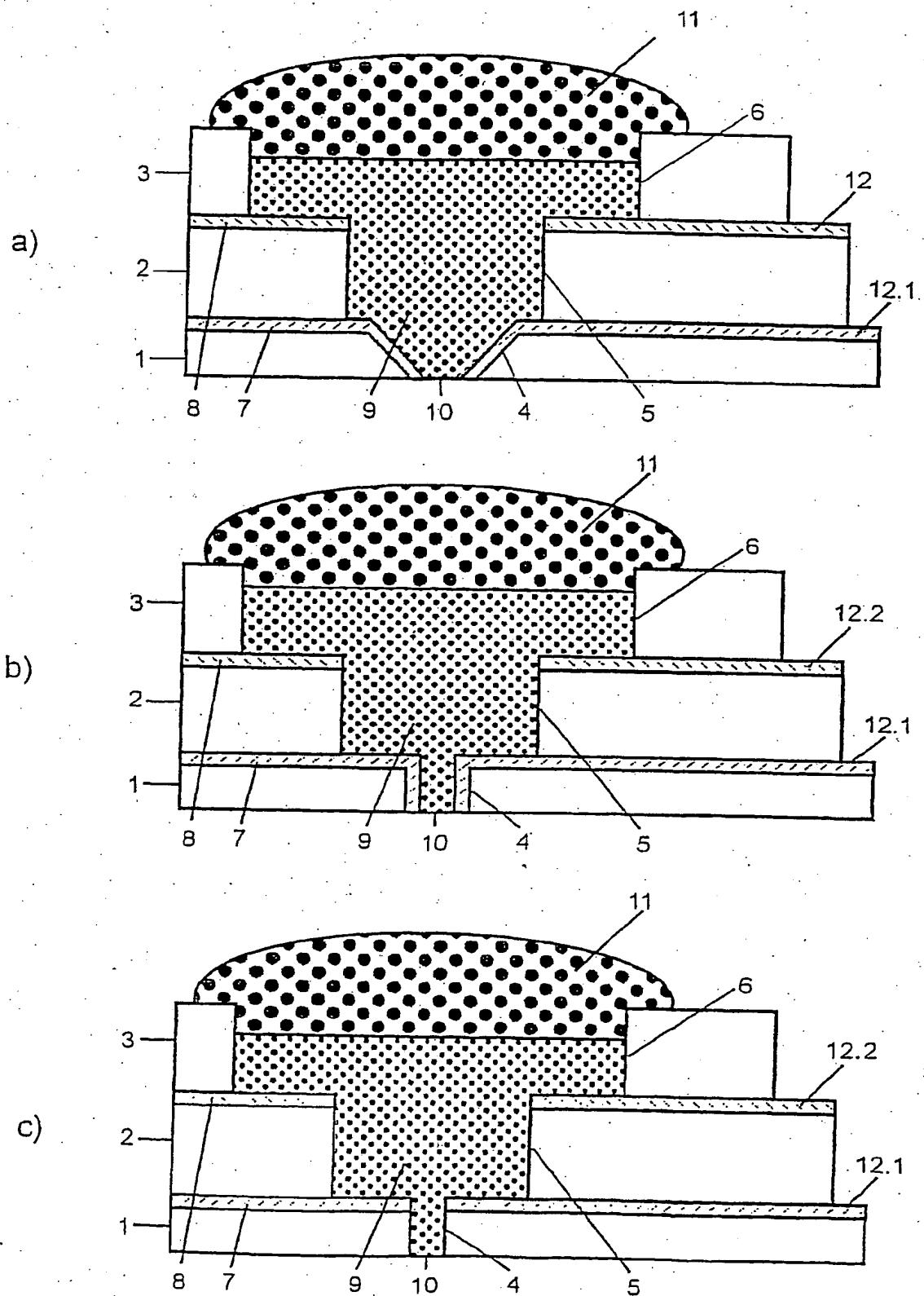


Fig. 2

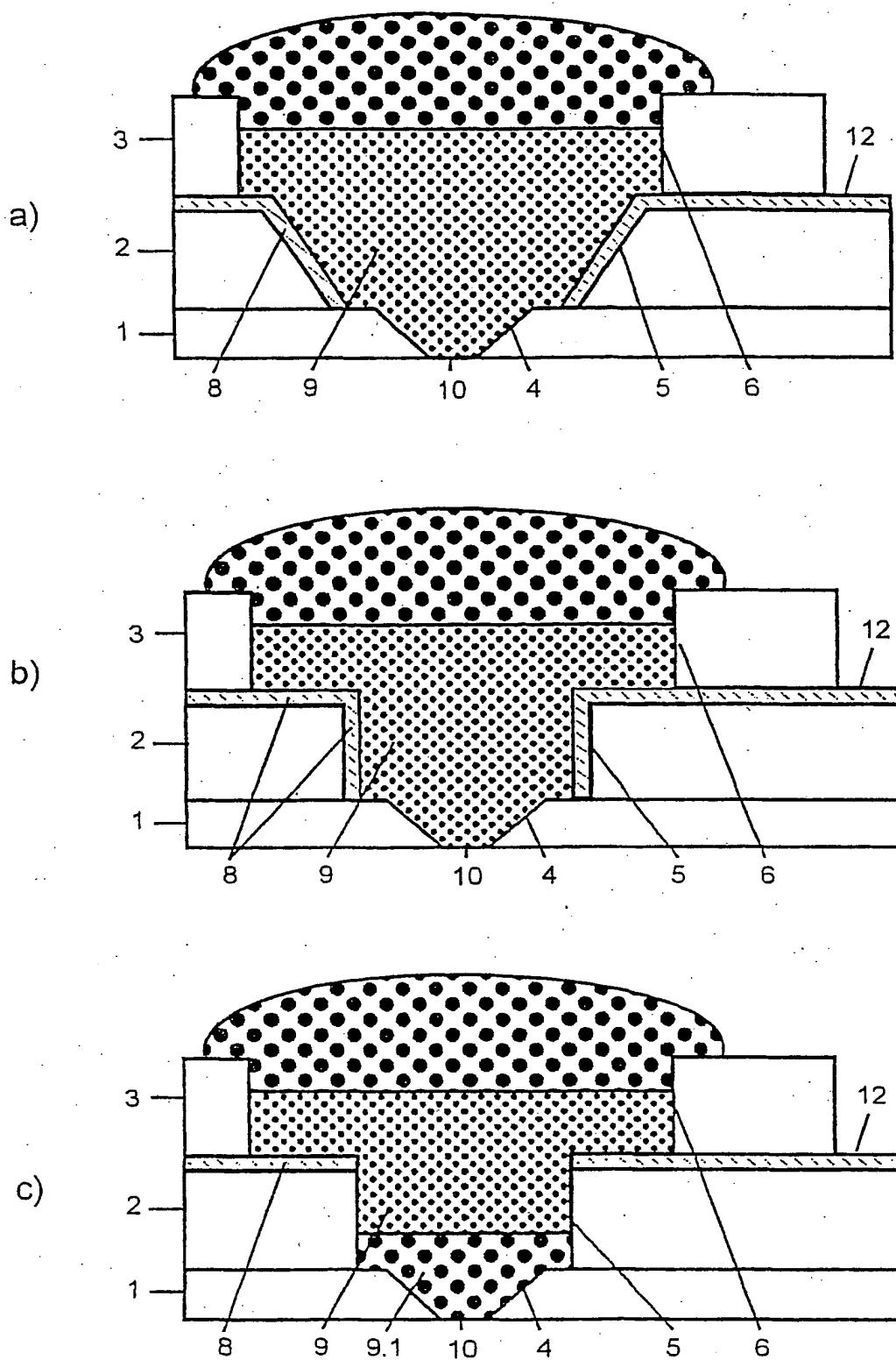


Fig. 3

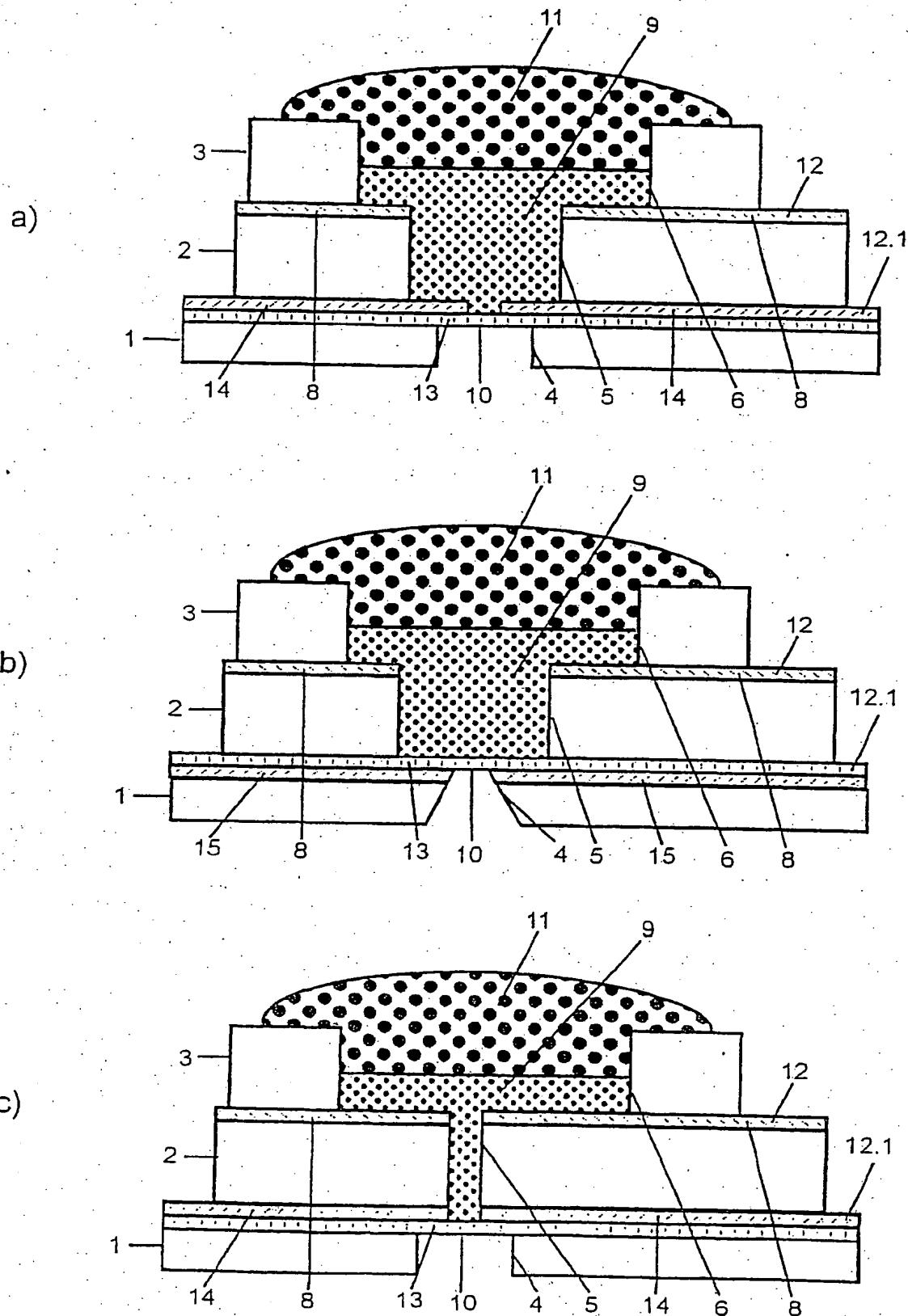


Fig. 4

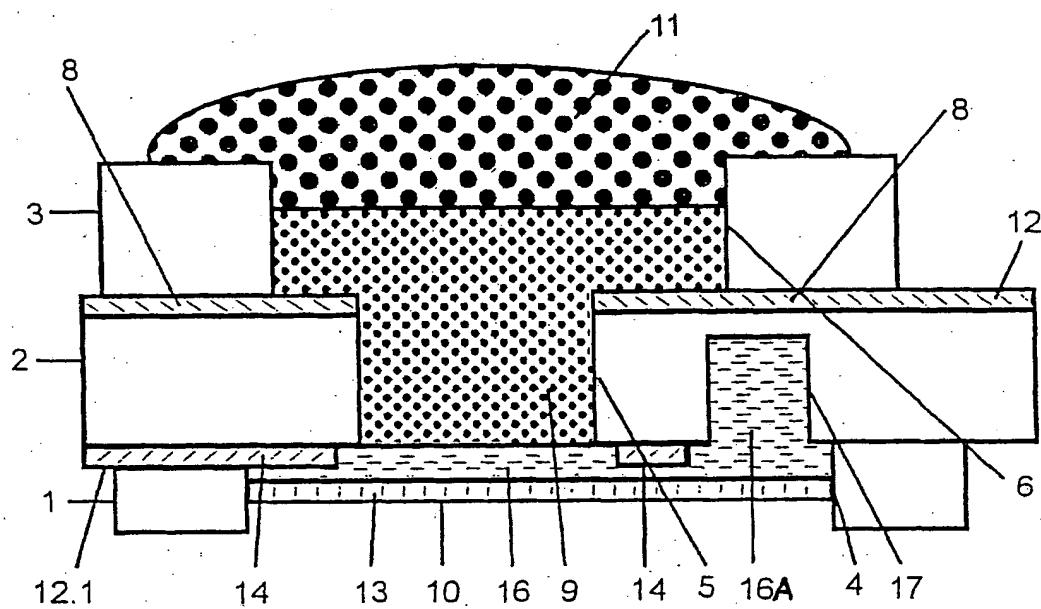


Fig. 5

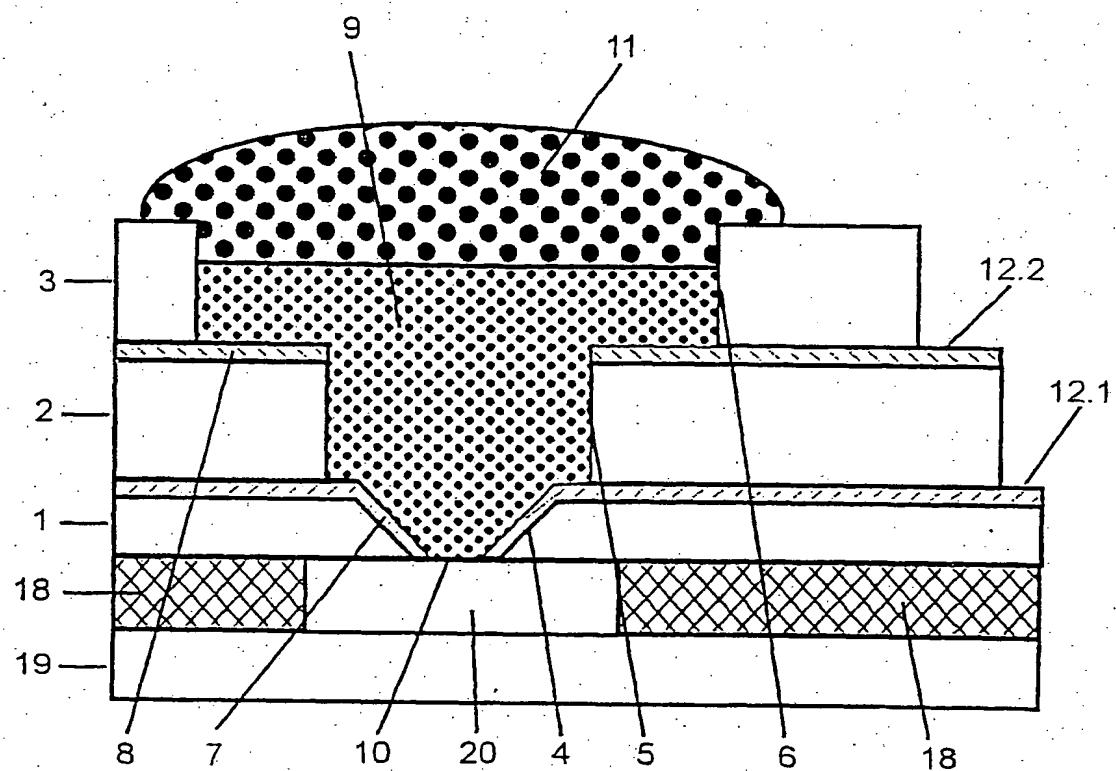


Fig. 6

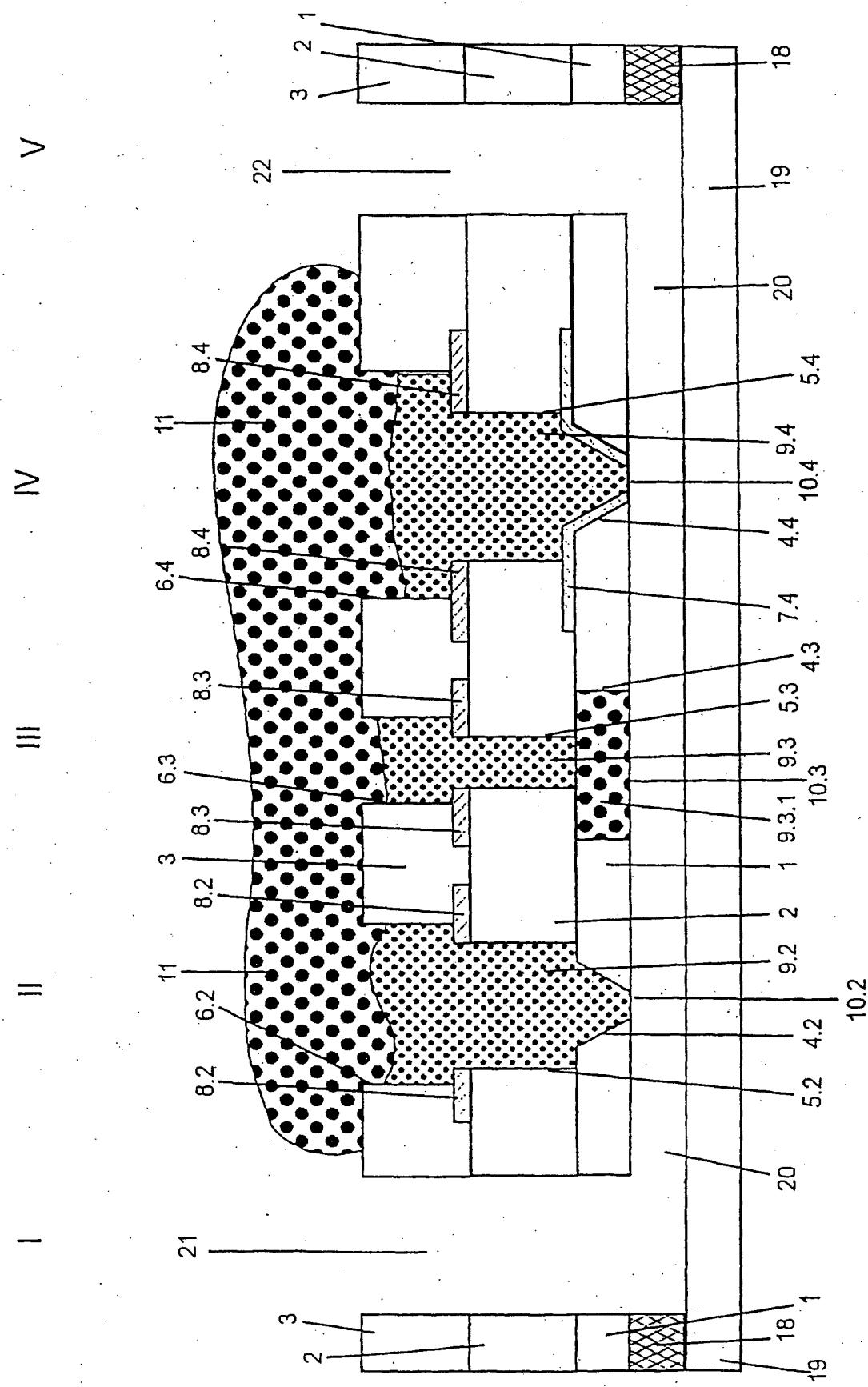


Fig. 7

Production of structured flexible metal foil used for microtitration of biological samples comprises immersing foil having non-structured and structured insulating layers in galvanic bath and edge zone etching**Publication number:** DE10009729**Publication date:** 2001-09-06**Inventor:** BLOECKER HELMUT (DE); NEELEN BERNHARD (DE)**Applicant:** BIOTECHNOLOG FORSCHUNG GMBH (DE)**Classification:****- International:** C25F7/00; C25F7/00; (IPC1-7): C25F7/00; B01L9/00;
C23F3/00**- european:** C25F7/00**Application number:** DE20001009729 20000302**Priority number(s):** DE20001009729 20000302**Report a data error here****Abstract of DE10009729**

Production of a structured flexible metal foil (1) comprises applying a non-structured insulating layer (9) onto a first side (8) of the metal foil; applying a structured insulating layer (11) onto a second side (10) of the foil opposite the first side; clamping the metal foil in a frame (12) and joining the foil to an anode feed (7); immersing the foil in a galvanic bath (4) planar parallel to the cathode plate (6); applying an anode/cathode voltage to the foil and the cathode plate; edge zone etching the transitions from the insulated flat areas to the exposed metal flat areas of the foil; and stopping the etching process after through-etching the edge zones. An Independent claim is also included for an apparatus for galvanically etching a thin metal foil. Preferred Features: The metal foil is a thin-walled V2A-steel foil of 0.025-0.250 mm thickness. The bath contains a concentrated NaCl solution. A heater is arranged in the bath. The bath temperature is 30-50, preferably 38-42 deg C.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

THIS PAGE BLANK (USPTO)